



①⑨ **BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT**

①⑫ **Gebrauchsmusterschrift**
①⑩ **DE 202 02 424 U 1**

⑤① Int. Cl.⁷:
A 61 C 8/00

②① Aktenzeichen:	202 02 424.5
②② Anmeldetag:	14. 2. 2002
④⑦ Eintragungstag:	18. 4. 2002
④③ Bekanntmachung im Patentblatt:	23. 5. 2002

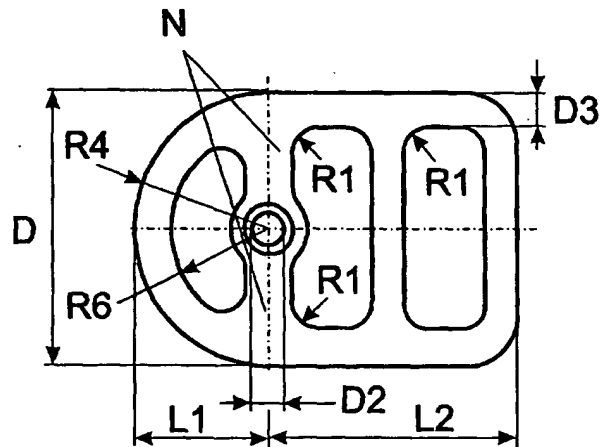
DE 202 02 424 U 1

- ⑤③ Inhaber:
Dr. Ihde Dental AG, Uetliburg, CH
- ⑤④ Vertreter:
Hübner Neumann Radwer Rechtsanwalt und
Patentanwälte, 10317 Berlin

⑤④ **Dentalimplantat**

⑤⑦ Dentalimplantat für die enossale und kombiniert enossale/subperiostale, basale Osseointegration mit einem aus dem Kiefer herausragenden Gewindeträger, der orthogonal zu einem kraftübertragenden Fuß- oder Basisteil angeordnet und mit dem Basisteil über Stege verdrehfest verbunden ist, wobei der Basis- oder Fußteil durch einen ringförmigen Grundkörper oder durch einen, in sich geschlossenen Rahmen aus unterschiedlichen geometrischen Grundformen gebildet ist, dadurch gekennzeichnet, dass

- a) die geometrische Konfiguration des Gewindeträgers (3), der Stege (N), des Rahmens des Basisteiles (2) und die Anschlussstellen der Stege (N) am Gewindeträger (3) und am Basisteil (2) sowie die Übergangsradien zwischen den vorgenannten Implantatteilen nach der CAO-Optimierungsmethode (Computer Aided Optimization) optimiert und derart als Profil vorhanden sind,
- b) die Implantatkonfiguration bei gegebenem Durchmesser D des Gewindeträgers (3) durch Radien R2 und R3 und die Höhen H1 und H2 der Stege N, die in Beziehung zu den Radien R1 im Übergangsbereich der Stege N zum Rahmen des Basisteiles (2) mit der Profilhöhe H3 stehen, bestimmt ist,
- c) der Profilquerschnitt der Stege (N) im Bereich des Gewindeträgers (3) größer ist und sich in Richtung des Rahmens des Basisteiles (2) auf die Höhe H3 des Rahmenprofils verjüngt.



DE 202 02 424 U 1

IHD 136

Dentalimplantat

Die Erfindung betrifft ein Dentalimplantat für die enossale und kombiniert enossale/subperiostale, basale Osseointegration mit einem aus dem Kiefer herausragenden, Gewindeträger zur Aufnahme und Befestigung eines Abutments, einer Krone, einer Prothese oder einer dentalen Überkonstruktion, der orthogonal zu einem kraftübertragenden Fuß- oder Basisteil angeordnet und mit dem Basisteil über Stege verdrehfest verbunden ist, wobei das Basis- oder Fußteil durch einen ringförmigen Grundkörper oder durch einen in sich geschlossenen Rahmen aus unterschiedlichen geometrischen Grundformen gebildet ist.

Bekannt sind bereits dentale Schrauben-, Blatt- und Zylinderimplantate, die entlang der vertikalen Implantatachse osseointegrieren. Basal osseointegrierte Implantate entwickelten sich aus kasten- und scheibenförmigen Typen. So beschreibt US 3 925 892 (Julliet) ein Implantat mit einem rechteckigen Basisteil und einem in das Basisteil eingeschraubten Gewindeträger. Aus FR 2 302 715 (Clune-Cost) ist ein einstückiges Implantat mit einem separaten Abutment und einem Gewinde am vertikalen Implantatanteil bekannt. Für einen solchen Implantattyp entwickelte Scortecci gemäß US 4 722 687 später einen Cutter als Osteotomieinstrument bzw. ein Implantat, welches als sein eigenes

Einsetzinstrument dient - US 4 815 974. Weniger bedeutsam sind symmetrisch ausgebildete, laterale Implantate nach US 4 344 757 (Streel), sowie die Entwicklung nach US 4 964 801 (Kawahara), die eine unterbrochene, eher perforierte Oberfläche des als Scheibe ausgebildeten Basisteiles vorsieht.

Im Unterschied zu Implantaten, die entweder eine vollkommen starre konstruktive Ausbildung aufweisen oder entlang des vertikalen Gewindeträgers durch die dort vorgesehenen Oberflächenvergrößerungen (z. B. FR 2 302 715) Kräfte übertragen, wurden die ersten, wirklich basal osseointegrierenden Implantate erst in jüngster Zeit durch US 09/437 643, EP 0 935 949 A1 vorgeschlagen. Auf der Grundlage dieser Implantate sind erstmals unabhängig vom Vorhandensein vertikalen Knochenangebots strategische Implantatpositionierungen und die Schaffung basal osseointegrierter Implantat-Prothetik-Systeme möglich.

So hat beispielsweise die ringförmige Ausbildung des Basisteiles und die Verbindung von Basisteil mit dem Gewindeträger über Stege den Vorteil, dass der Gewindeträger bei auftretenden größeren Kräften geringfügig in die Spongiosa einfedern kann, während der ringförmige Außenrahmen in der Kompakta weiterhin fest verankert bleibt und hierdurch ein dauerhafter, fester Sitz des Implantates im Kieferknochen unterstützt wird.

Ferner wird durch die Positionierung des Gewindeträgers außerhalb des Schwerpunktes des Basisteiles im Zentrum der Kreisringhälfte und durch die Anordnung der Stege, vorzugsweise im Übergangsbereich zwischen der Kreisringhälfte und des rechteckförmigen Außenrahmens des Basisteiles neben der Aufnahme und Übertragung größerer Kräfte, insbesondere eine weitgehende Anpassung des einzusetzenden Implantates an die Anatomie des Kieferknochens und an das auf chirurgischem Wege durch Fräsen hergestellte Implantatbett erreicht.

Aufgrund der begrenzten Implantatanzahl je Kiefer werden an die einzusetzenden Implantate zunehmend besondere Anforderungen in materialtechnischer und konstruktiver Hinsicht gestellt.

Hierzu gehören, dass

- die Eigenschaften des Implantatmaterials dem des Knochens möglichst ähnlich sein sollen, wobei aufgrund der Korrosionsresistenz und der Biokompatibilität vorwiegend auf Titan zurückgegriffen wird;
- die mechanische Festigkeit des Implantates bei möglichst kleinen Implantatabmessungen sehr hoch sein sollte, wobei die kleinen Dimensionen notwendig sind, um einen guten Infektionsschutz durch eine gute Durchblutung zu erreichen und eine möglichst kleine ununterbrochene Implantatoberfläche zu schaffen;
- sich die einzutragenden Kräfte gleichmäßig auf den cortikalen Knochen des Kiefers verteilen;
- keine Kraftübertragung über die vertikalen Implantatteile erfolgt;
- das in der dentalen Praxis bereitzuhaltende Sortiment an unterschiedlichen Implantatgrößen möglichst klein ist.

Mit zunehmender Grösse des Basisteiles resp. des Rahmens des Basisteiles werden vorteilhafterweise die auftretenden Kaukräfte weiter vom Gewindeträger entfernt in infektionssichere Knochenbereiche übertragen. Ebenso nehmen die elastischen Eigenschaften des Implantats zu, und es kommt zu einer Angleichung an die Elastizität des Knochens. Gleichzeitig tritt jedoch eine Zunahme der Kräfte im Bereich der horizontalen Implantatteile, insbesondere im Bereich des Gewindeträgers, ein. Dieser Kraftzuwachs wird auch durch zunehmende Hebelkräfte verursacht. In sehr ungünstigen Fällen kann es dadurch bei auftretenden Spitzenspannungen zu Frakturen und zu Brüchen am Implantat, insbesondere am Basisteil, kommen.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein Dentalimplantat mit einer Implantatgeometrie zu entwickeln, die eine schnelle, stressarme isoelastische Integration des Implantates in den Kieferknochen ermöglicht und gleichzeitig ein hohes Maß an Ermüdungs- und Bruchfestigkeit des basal osseointegrierten Implantates gewährleistet.

Erfindungsgemäß wird die Aufgabe durch ein Dentalimplantat nach den Merkmalen von Anspruch 1 gelöst. Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung ergeben sich aus den Merkmalen der Unteransprüche 2 bis 20.

B 14 02 02

Während crestale Implantate, also Schrauben und Zylinder-Implantate, herstellerseitig bestimmungsgemäss starr hergestellt werden und somit zusammen mit den darauf befestigten Brücken zu starren Implantat-Prothetik-Systemen führen, ermöglichen die basal osseointegrierende Implantate entsprechend den Ansprüchen 1 bis 3 sowie 7 und 9 überraschenderweise eine annähernd isoelastische Verbindung zwischen dem kompakten Knochen des Kiefers und der Prothetik, wobei die auftretenden Biegekräfte durch die erfindungsgemässe Geometrie des Basisteiles noch besser aufgenommen und mit geringeren Lastspitzen gleichmäßiger über das gesamte Basisteil verteilt werden.

Es hat sich nämlich erstaunlicherweise gezeigt, dass die vorgeblich „wissenschaftlich fundierte“ Annahme, dass sich das Implantat im Knochen starr und ruhig verhalten muss, um keine Knochenauflösung zu erzeugen, so nicht stimmt. Befindet sich nämlich das Implantat in Knochenbereichen, die funktioneller Flexion unterliegen, so muss das Implantat dieser Bewegung folgen, um eine allseitige Knochenanlagerung zu behalten.

Aufgrund der erfindungsgemässen Implantatgeometrie ist es auch möglich, annähernd isoelastische Verbindungen zwischen Knochen und Implantat zu schaffen, bei der sich der Knochen der Elastizität des Implantats durch Veränderungen der Matrix und Änderung des Mineralisationsgrades anpasst. Dies gelingt mit dem erfindungsgemässen Implantat ausserordentlich gut.

Die erfindungsgemässe Implantatgeometrie und die danach hergestellten Implantate ermöglichen jedenfalls insoweit einen isoelastischen Verbund zum kompakten und spongiösen Knochen des Kiefers, dass einerseits Kraftspitzen mit osteolytischer Wirkung, andererseits aber auch eine zu hohe Beweglichkeit des Implantats mit der möglichen Folge von mobilitätsbedingten Knochenauflösungen und Bindegewebeentzündungen vermieden werden. Hierzu bedarf es aber einer besonderen Spannungsverteilung der vom Implantat aufzunehmenden und in den Kiefer einzutragenden Kräfte im Bereich des kraftübertragenden Rahmens, des Gewindeträgers, des Übergangs zwischen Gewindeträger und Rahmen sowie im Übergang zum Abutment bzw. zur Brücke. Diesem Erfordernis trägt die erfindungsgemässe Lösung durch ein Implantat entsprechend den Merkmalen der vorgenannten Ansprüche Rechnung.

DE 202 02 424 U1

8 14 00 00

Hierzu gehört auch, dass im Bereich der Verbindung zwischen Abutment und Gewindeträger die Elastizität erhöht und eine elastische Zone geschaffen wird. Erfindungsgemäß wird anstelle des bisher für das Abutment verwendeten Titans ein weicherer Kunststoff verwendet, vorzugsweise Delrin, der bezüglich der Retention gegenüber der aufzementierten Krone stabil bleibt – Anspruch 9 und 10.

Für den isoelastischen Verbund zum kompakten und spongiösen Knochen des Kiefers ist auch die zielgerichtete Auswahl des Implantatmaterials von Bedeutung – Anspruch 11 und 20. Wie an sich bekannt, werden Implantate aus Reintitan hergestellt, dessen Härtegrad in vier Graduierungen verfügbar ist. Je weicher das Implantatmaterial ist, je mehr entspricht seine Elastizität dem Kieferknochen und umso leichter wächst der Knochen auf das eingesetzte Implantat. Muß beispielsweise aufgrund der zu übertragenden Kräfte auf Titan mit einer härteren Graduierung zurückgegriffen werden, kann man die dadurch entstehende nachteilige Beeinflussung der Elastizität durch eine entsprechende Bemessung des Basisteiles kompensieren, wobei härteres Titan eine größere Abstützung benötigt.

Bei einem weicheren, reinen Titan mit einer Zugfestigkeit von 250 – 450 Mpa sollte beispielsweise die Profilhöhe des Rahmens des Basisteiles relativ dünn gewählt werden und mindestens 0,6 mm betragen. Ist die Profilhöhe des Rahmens des Basisteiles zu groß, ist das Implantat resp. das Implantatmaterial nicht elastisch genug, sondern starr. Sind andererseits die kraftübertragenden Flächen des Implantates zu klein, kommt es auch zu Knochenauflösungen, weil die Last je Fläche zu gross ist. Knochenschäden können aber auch dann auftreten, wenn die in den Körper eingebrachte ununterbrochene Fremdkörperoberfläche zu gross ist.

Während weiches Titan gemäss Anspruch 11 eine gute Ansmiegbarkeit/Anschmiedbarkeit zum Knochen zeigt, ist es jedoch mit einer Legierung, bestehend aus ca. 85 Teilen Titan und nur 15 Teilen Molybdän, auch möglich, sehr elastische Implantate zu erzeugen. Eine solche Legierung, auch andere Verhältnisse zwischen Titan und Molybdän bringen ähnlich gute

DE 202 02 424 U1

Ergebnisse, soll vorteilhaft dann gewählt werden, wenn die Implantate ausserordentlich grazil sein müssen

Nach einem weiteren Merkmal der Erfindung besitzt der Gewindeträger eine Einschnürung, die in etwa $\frac{1}{3}$ der Länge des Gewindeträgers entspricht, wobei Oberflächenvergrößerungen, auf die nachstehen noch näher eingegangen wird, unterhalb dieser Einschnürung vorgesehen sind. Bei sehr hohen Biegekräften entstehen vornehmlich in diesem Bereich Deformationen, die das Basisteil des Implantates vor einem eventuellen Bruch schützen. Im Verhältnis zur Basis ist die Einschnürung so bemessen, das es bei auftretenden Spannungsspitzen zu einem Bruch im Bereich der Einschnürung kommt, während das Basisteil unversehrt bleibt. Ein Austausch des Basisteils des Implantats kann dadurch vermieden werden. Denn der Bruch ist im allgemeinen die Folge einer prothetischen Überlast, die nach der Reparatur des Implantats korrigiert werden kann.

Im Falle eines Bruches erfolgt die Reparatur des Implantates beispielsweise durch Aufschneiden eines Gewindes auf den verbliebenen Gewindeträgerstummel oder durch Verschweißen des Gewindeträgerstummels mit einem Ersatzstück.

Da der Bereich der Einschnürung eine höhere Elastizität besitzt und sich dadurch auch vermehrt bewegt, würde eine Oberflächenvergrößerung zu höheren Knochenreizungen bis hin zu Entzündungen mit den bekannten nachteiligen Folgen führen. Wie bereits vorerwähnt, weist daher der Bereich unterhalb der Einschnürung Oberflächenvergrößerungen auf, während der übrige Teil des Gewindeträgers mit einer polierten Oberfläche ausgestattet ist.

Bei den erfindungsgemäßen Implantaten entsteht im Zentrum des Implantates ferner ein verstärkter Bereich mit einer größeren Steifigkeit. Die auftretenden Torsionskräfte werden dadurch noch besser vom Zentrum weg in den infektionsgeschützten, tiefer liegenden Bereich des Kieferknochens abgeleitet. Im Zentrum entsteht dabei eine geringere Bewegung und der kortikale Kieferknochen bekommt die auftretenden Kräfte direkter zugeleitet. Gleichzeitig wird durch die Ausbildung und Anordnung der Stege die Blutversorgung verbessert und das Einwachsen des Basisteiles in den Kieferknochen beschleunigt.

Insbesondere bei Implantaten mit mehreren, voneinander beabstandeten Basisteilen hat sich gezeigt, dass in den kieferkammnahen Bereichen des Gewindeträgers und des crestalen Basisteiles durch mechanische Reizungen ein bindegewebiger Umbau des Knochens entsteht, die zunächst abakteriell sind und erst zu einem späteren Zeitpunkt mit Bakterien besiedelt werden, so dass unter Umständen eine Resektion des crestalen Basisteiles erforderlich werden kann. Diese Reizungen sind in erster Linie auf die bisher vorgesehenen Oberflächenvergrößerungen zurückzuführen und konnten weitgehend eingeschränkt werden, indem diese Bereiche des Implantates, entgegen dem bekannten Stand der Technik, eine glatte, hochglanzpolierte Oberfläche gemäß Anspruch 14 aufweisen.

Dennoch ist es vorteilhaft, insbesondere bei Implantaten mit mehreren, voneinander beabstandeten Basisteilen, die basalen Basisteile und den die Basisteile miteinander verbindenden Schaft mit einer, die Oberfläche vergrößernden Struktur, die beispielweise durch Ätzen oder Sandstrahlen hergestellt wird, zu versehen, da hierdurch das Einwachsen unterstützt und insbesondere der primäre Halt der Basisteile in den infektionsgeschützten, tieferliegenden Bereichen des Kieferknochens verbessert wird – Anspruch 16.

Während bei basal osseointegrierten Implantaten mit runden Basisteilen die Stege des Implantatfußes nach Ermessen des Arztes quer, längs oder schräg zum Kieferknochen positioniert werden konnten, ist die Positionierung der Stege und die Einschubrichtung der Implantate mit einem einseitigen rechteckförmigen Basisteil durch die Konfiguration des Implantatfußes festgelegt resp. vorbestimmt, wobei die Stege der vorbekannten Implantate praktisch immer parallel zur Längsrichtung des Kieferkammes zu liegen kommen. Zum Einsetzen der Implantate, die mit relativ hohem Flächendruck in die chirurgische Öffnung des Implantatbettes eingepresst werden, sind relativ große Kräfte aufzubringen, mit denen ausnahmslos der Gewindeträger beaufschlagt wird, da für das Einsetzen der Implantate praktisch keine anderen Bereiche des Implantates zur Verfügung stehen. Durch diese Kräfte können bereits beim Einsetzen Deformierungen und Mikrorisse am Gewindeträger und an den Stegen hervorgerufen werden, die dann später zu einem Implantatbruch führen können. Diesem Nachteil wird durch die Anordnung mindestens eines Steges in

Einschubrichtung des Implantates gemäß Anspruch 5 entgegengewirkt. Ferner führt die um 120° versetzte Anordnung der Stege gleichzeitig zu einer gleichmäßigeren Übertragung der Kräfte auf den Außenrahmen der Basisteile sowohl beim Einsetzen des Implantates als auch nach dem Einwachsen des Implantates in den Kieferknochen. Bei dieser Steganordnung kann der Querschnitt der einzelnen Stege gegenüber den bekannten Implantaten sogar verringert werden, was letztlich zu einer weiteren Verbesserung der Blutversorgung führt.

In Fällen, in denen der Kraft- bzw. Lasteintrag prothetischerseits nicht mehr direkt über der Unterstützungsfläche des Basisteiles liegt, ist eine Ausbildung des Basisteiles gemäß Anspruch 6 von Vorteil, bei der mindestens ein Steg in der Längsachse des rechteckförmigen Außenrahmens des Basisteiles angeordnet ist, während zwei weitere Stege auf die Kreisringhälfte des Basisteiles geführt sind. Auch bei dieser Konfiguration des Basisteiles sind die Stege wieder gegeneinander um 120° versetzt angeordnet, wobei durch die auf die Kreisringhälfte geführten Stege eine höhere Kraftübertragung auf diesen Teil des Basisteiles erreicht wird.

Um den anatomischen Verhältnissen vor allem im distalen Unterkiefer bei asymmetrischer Anordnung des Gewindeträgers noch besser zu entsprechen, ist eine kreuzartige Anordnung der Stege, die wiederum um 90° gegeneinander versetzt sind, von Vorteil – Anspruch 17. Mit einer solchen Ausbildung und Anordnung der Stege des Basisteiles wird eine noch bessere Verteilung der über den Gewindeträger eingeleiteten Kräfte erreicht. Der Außenrahmen des Basisteiles ist bei dieser Ausführung durch die kreuzartige Anordnung in zwei separate Anschnitte geteilt, wobei der Radius R4 des Außenrahmens halb so groß ist wie der Radius des gegenüberliegenden rechteckigen oder quadratischen Außenrahmens. Durch die kreuzartige Anordnung der Stege und die spezifische Ausbildung des Außenrahmens des Basisteiles entstehen zwischen den Stegen äußere Ausnehmungen, die die Durchblutung verbessern und so den Einheilungsprozess beschleunigen und dauerhaft die Immunabwehr sichern.

Eine besonders gute Lastverteilung wird erreicht, wenn das Übergangsprofil vom Gewindeträger zu den Stegen zwei Radien, nämlich einen oberen und einen

unteren Radius, R3 und R2, aufweist. Ein krafttechnisch gutes Ergebnis erreicht man jedoch auch, wenn nur ein Radius R5 vorliegt, der jedoch einen Winkel von mehr als 90 Grad umfassen muss. (Fig. 3 und Fig.2)

Das Einsetzen und die bestimmungsgemäße Positionierung der basal osseointegrierten Implantate wird ferner dadurch erleichtert, wenn das Basisteil mit einer in Einschubrichtung liegenden Führungsschräge versehen ist – Anspruch 12.

Nach einem weiteren Merkmal der Erfindung ist der sich an die Kreisringhälfte anschließende rechteckförmige Außenrahmen des Basisteiles in einzelne Abschnitte unterteilt, die durch Querstege voneinander getrennt sind. Für die dentale Praxis kann so die ständig bereitzuhaltende Anzahl an basal osseointegrierten Implantaten mit unterschiedlich großen Basisteilen reduziert werden, da die jeweils erforderliche Implantatfußgröße durch einfaches Abtrennen der nicht benötigten Abschnitte des Basisteiles hergestellt werden kann. Die Herstellung und Lagerhaltung der Implantate kann auf diese Weise einfacher und wirtschaftlicher gestaltet werden.

Die Erfindung soll nachstehend an einem Ausführungsbeispiel näher erläutert werden. In der dazugehörigen Zeichnung zeigen:

Fig. 1 und 2 ein basal osseointegrierbares Dentalimplantat nach der Erfindung

Fig. 2 die Seitenansicht von Fig. 4

Fig. 3 den Teilschnitt A - A aus Fig. 4

Fig. 5 das erfindungsgemäße Implantat mit einem hinsichtlich der Größe des Implantatfußes variablen Basisteil

Fig. 6 bis 8 vorteilhafte Ausführungsformen von Dentalimplantaten nach der Erfindung

Das in Fig. 1 und 4 dargestellt basal osseointegrierbare Implantat 1 besteht bekanntermaßen aus dem Basisteil 2, das in ein durch chirurgischen Eingriff,

beispielsweise durch Fräsen im Kieferknochen, hergestelltes Implantatbett eingesetzt wird und dem Gewindeträger 3, auf dem nach Einheilen des Implantates beispielsweise eine Krone oder eine anderweitige dentale Prothese befestigt wird.

Der Gewindeträger 3 ist über Stege N; 4; 5; 6 und 16 mit dem Außenrahmen 8 des Basisteiles 2 verbunden, wobei die Stege N; 4; 5; 6 und 16 über Radien R1 in das Profil des Außenrahmens 8 mit der Profilhöhe H3; D3 einmünden. Wie aus Fig. 3 hervorgeht, besitzen die Stege N; 4; 5; 6 und 16 der erfindungsgemäßen Implantate 1 im Fußbereich des Gewindeträgers 3 einen verstärkten Abschnitt mit einer Profilhöhe H1, die in Richtung des Außenrahmens 8 und der Kreisringhälfte 7 des Basisteiles 2 auf die Profilhöhe H3; D3 des Außenrahmens 8 resp. der Kreisringfläche 7 abnimmt. Der Gewindeträger 3 selbst ist in seinem Fußbereich durch Radien R3 an die Stege N; 4; 5; 6 und 16 angeschlossen und verfügt über eine Einschnürung 15, die die Funktion einer Deformationszone bei extrem hohen Biegekräften übernimmt und eine Sollbruchstelle darstellt. In Abhängigkeit von den in das Implantat 1 einzutragenden Kräften und dem Härtegrad des gewählten Implantatwerkstoffes wird die Ausbildung des Implantates bei gegebenem Durchmesser D für den Gewindeträger 3 durch die Radien R1 und R3 und den Profilhöhen H1 und H3 bestimmt. Gleichzeitig bilden die Radien R1 und R3 und die Profilhöhen H1 und H3 zusammen mit dem Außengewinde 19 und einer geeigneten Auswahl des Abutmentmaterials Elastizitätszonen, die jeweils so optimiert werden, dass das Implantat über eine möglichst hohe Elastizität bei gleichzeitiger Sicherung des Lasteintrags in den Kieferknochen verfügt und auf diese Weise gleichzeitig eine isoelastische Osseointegration der Implantate in den Kieferknochen ermöglichen und gewährleisten. Die Implantate 1 besitzen durch diese Gestaltung praktisch ein vertikales Übergangsprofil, das durch die Radien R3 und die Profilhöhen H1; H3 bestimmt wird und ein horizontales Übergangsprofil, das durch die Radien R1 gebildet wird. Beide Profile werden aufeinander abgestimmt, wodurch letztlich ein dreidimensionales und bezüglich der Lasteintragung optimiertes Implantatprofil vorliegt.

Die im Basisteil 2 vorgesehenen Aussparungen, die auch die Abschnitte 9; 10 und 11 kennzeichnen, werden so gewählt, dass sie einerseits möglichst groß sind, um eine optimale, das Einwachsen des Implantates 1 in den Kieferknochen

DE 202 02 424 U1

fördernde Blutversorgung zu gewährleisten und andererseits eine möglichst runde, stressfreie Profilform der Stege N und Querstege 12; 13 gegeben ist. Hierbei erfolgt die Krafteinleitung im Gewindeträgerbereich völlig unabhängig von der Form und der Ausbildung der Ausnehmungen im Basisteil 2, während die Radien R3 zwischen Gewindeträger 3 und den Stegen N die Form und Ausbildung der Ausnehmungen ebenfalls nicht beeinflussen.

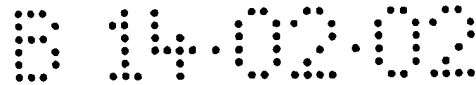
Durch den verstärkten Bereich im Fuß des Gewindeträgers 3 werden die auftreffenden Kräfte noch sicherer vom Implantat 1 aufgenommen und in die Kompakta des Kieferknochens eingeleitet. Gleichzeitig ist gewährleistet, dass der Gewindeträger 3 bei eventuell auftretenden extrem hohen Kräften leicht in die Spongiosa einfedern kann und dadurch einem möglichen Bruch des Implantates entgegengewirkt wird. Außerdem wird, wie vorstehend ausgeführt, durch die erfindungsgemäße Ausbildung der Stege N; 4; 5; 6 und 16 die Durchblutung, verbessert und dadurch auch die Knochenbildung und das Einwachsen des Implantates in den Kieferknochen gefördert.

Das Basisteil 2 wird in einer ersten Ausführungsform durch eine Kreisringhälfte 7 und einen rechteckförmigen Außenrahmen 8 gebildet, die ansatzlos ineinander übergehen. Abweichend von dieser Konfiguration kann das Basisteil 2 auch eine runde Körperform besitzen oder gemäß der Ausführung nach Fig. 8 geformt sein.

Wie aus den Fig. 1; 4 und 5 weiter ersichtlich, ist der rechteckförmige Außenrahmen 8 in Abschnitte 9, 10; 11 unterteilt, die jeweils durch Querstege 12; 13 getrennt sind. Diese Ausbildung hat den Vorteil, dass der in Abhängigkeit von der Anatomie des Kieferknochens nicht benötigte Teil des Basisteiles leichter abgetrennt werden kann und so in der zahnärztlichen Praxis bei gleichzeitiger Verringerung der ständigen Verfügbarkeit an Implantaten mit unterschiedlichen Größen an Basisteilen eine weitgehende, einfache Anpassung der einzusetzenden Implantate an die Kieferanatomie des jeweiligen Patienten möglich ist.

Um ein schnelles Einwachsen des Implantates zu fördern und einen besseren, festen Halt im Kieferknochen zu erzielen, sind das Basisteil 2 und der von der Kompakta eingeschlossene Teil des Gewindeträgers 3, wie in Fig. 2 dargestellt, mit einer die Oberfläche vergrößernden Struktur 17 versehen, während der

DE 202 02 424 U1



kieferkammnahe Bereich des Gewindeträgers 2 eine glatte, vorzugsweise polierte Oberfläche aufweist. Auf diese Weise kann abakteriellen Entzündungen, insbesondere im Bindegewebe im Bereich des Kieferkammes, die durch Oberflächenvergrößerungen hervorgerufen werden, mit einfachen Mitteln begegnet werden. Bei Implantaten mit mehreren, in axialer Richtung des Gewindeträgers 2 angeordneten Basisteilen werden das crestale Basisteil und der Gewindeträger mit einer glatten, polierten Oberfläche versehen und auf den oder die basalen Basisteile und auf den Schaft, der die Basisteile miteinander verbindet eine Oberflächenvergrößerung aufgetragen, die durch Sandstrahlen, Ätzen oder durch eine Kombination beider Verfahren hergestellt werden kann.

In bezug auf das Einbringen der Implantate 1 in das Implantatbett ist eine Steganordnung von Vorteil, bei der die Stege 5; 6 und 16, wie in Fig. 5 und 8 gezeigt, um 120° gegeneinander versetzt angeordnet sind, wobei mindestens ein Steg 5 in Einschubrichtung des Implantates in das Implantatbett liegen sollte. Durch die Abstützung des Gewindeträgers 2 über den in Einschubrichtung liegenden Steg 5 treten beim Einsetzen geringere Kräfte in den annähernd quer orientierten Stegen 6 und 16 auf. Das Entstehen von Deformierungen und Mikrorissen, wie sie insbesondere bei Implantaten mit quer zur Einschubrichtung angeordneten Stegen 4 auftreten können und letztlich einen Bruch des Implantates unterstützen, werden dadurch vermieden. Außerdem wird durch diese Steganordnung eine noch bessere, gleichmäßigere Aufteilung und Übertragung der über den Gewindeträger 2 eingeleiteten Kräfte auf das Basisteil 2 und auf den Kieferknochen erreicht.

Kräfte die in einem rechten Winkel zu den Stegen 4 gemäß dem in Fig.1 und 4 dargestellten Implantat 1 auftreten, werden vom Implantat gut aufgenommen, da die Stege 4 relativ lang sind und sich infolge der auftreffenden Kräfte, die praktisch wie Drehkräfte auf den Steg wirken, gut elastisch verwinden können. Kräfte, die jedoch in der Längsachse der Stege auftreffen, werden hingegen schlecht aufgenommen. Die Dauerschwingfestigkeit der Implantate sinkt bei einem derartigen Krafteintrag, wie durch Versuche ermittelt, sehr stark ab und es tritt sehr schnell ein Bruch im Bereich der Stege ein. Um diesen Nachteil zu umgehen, wurden Implantate 1 mit einer Steganordnung entsprechend den Fig. 5 bis 8 geschaffen.

Bei Implantaten mit einer Anordnung der Stege 6; 16 und 20 gemäß Fig. 6 wird aufgrund der asymmetrischen Positionierung des Gewindeträgers 3 der größte Teil der Lastkräfte auf der kurzen Seite des Implantates mit der Kreisringhälfte 7 des Außenrahmens des Basisteiles 2 eingetragen. Die Kräfte werden von den Stegen 6 und 16 gut aufgenommen und gleichmäßig auf den Kieferknochen verteilt. Wird der Gewindeträger 3 mit Kräften in Richtung der Längsachsen der Stege 6; 16 belastet, ist die Anordnung eines weiteren Steges 20 vorteilhaft, der annähernd quer zu diesen Krafrichtungen liegt und dadurch die elastische Auslenkmöglichkeit verbessert. Außerdem ist die Kraftverteilung bei drei Stegen wesentlich besser als bei zwei Stegen 4, wie in Fig. 1 und 4 dargestellt.

Sollte aber eine größere Krafteinleitung auf den Abschnitt des Basisteiles 2 mit dem rechteckförmigen Außenrahmen 8 bestehen, sind im Interesse einer gleichmäßigen Kraftverteilung auch zwei Stege 6 und 16 in Richtung dieses Abschnittes zu orientieren, wie aus Fig. 5 und 8 hervorgeht.

Eine noch bessere und gleichmäßigere Kraftverteilung wird durch eine kreuzförmige Anordnung der Stege 21, 22; 23 und 24 gemäß Fig. 7 erzielt. Der bisher geschlossene Außenrahmen 8 des Basisteiles 2 wird bei dieser Ausführungsform in zwei separate Außenrahmen 25 und 26 geteilt, die jeweils an ihrem freien Ende in die Stege 22; 24 und 21; 22 einmünden. Durch die zwischen den Stegen 21; 22 und 23; 24 entstehenden freien Außenräumen wird die Durchblutung wesentlich verbessert.

Stimmen die Radien R_6 und R_4 innen und aussen am Rahmenteil (Basisteil) nicht überein, kann hierdurch die querlastabhängige Deformation des Ringes beeinflusst werden. Werden die Radien relativ zueinander so gewählt, dass der innere Radius R_6 kleiner ist als der äussere R_4 , entstehen Spannungsspitzen an der Spitze der Rundung und im Bereich der Führungsschräge. Dies kann helfen, Spannungsspitzen vom Bereich des Gewindeträgers entfernt in den Knochen einzuleiten.

Nach einem weiteren Merkmale der Erfindung ist an der Einschubseite des Basisteiles 2 eine Führungsschräge 14 vorgesehen, durch die das Einsetzen und Positionieren des Implantates 1 im Implantatbett erleichtert werden.

IHD 136

BEZUGSZEICHENAUFSTELLUNG

- 1 basal osseointegrierbares Implantat
- 2 Basisteil
- 3 Gewindeträger
- 4 Steg
- 5 Steg
- 6 Steg
- 7 Kreisringhälfte
- 8 rechteckförmiger Außenrahmen
- 9 Abschnitt des Basisteiles
- 10 Abschnitt des Basisteiles
- 11 Abschnitt des Basisteiles
- 12 Quersteg
- 13 Quersteg
- 14 Führungsschräge
- 15 verstärkter Fußbereich
- 16 Steg
- 17 Oberflächenvergrößerung
- 18 Einschnürung
- 19 Gewinde
- 20 Steg
- 21 Steg
- 22 Steg
- 23 Steg
- 24 Steg
- 25 Außenrahmen
- 26 Außenrahmen

- D Durchmesser des Gewindeträgers
- N Stege
- H1 Höhe des Stegprofils im Bereich des Gewindeträgers
- H2 Höhe des Stegprofils im Anschlussbereich Steg/Rahmen des Basisteiles
- H3 Profilhöhe des Rahmens des Basisteiles
- R1 Radius am Übergang Steg/Rahmen des Basisteiles
- R2 Unterer Radius am Übergang Gewindeträger/Steg
- R3 Oberer Radius am Übergang Gewindeträger/Steg
- R4 Radius des Außenrahmens
- R5 Radius am Übergang Gewindeträger/Steg
- R6 Innenradius am Ausserahmen des Basisteils

IHD 136

PATENTANSPRÜCHE

1. Dentalimplantat für die enossale und kombiniert enossale/subperiostale, basale Osseointegration mit einem aus dem Kiefer herausragenden Gewindeträger, der orthogonal zu einem kraftübertragenden Fuß- oder Basisteil angeordnet und mit dem Basisteil über Stege verdrehfest verbunden ist, wobei der Basis- oder Fußteil durch einen ringförmigen Grundkörper oder durch einen, in sich geschlossenen Rahmen aus unterschiedlichen geometrischen Grundformen gebildet ist, dadurch gekennzeichnet, dass
 - a) die geometrische Konfiguration des Gewindeträgers (3), der Stege (N), des Rahmens des Basisteiles (2) und die Anschlussstellen der Stege (N) am Gewindeträger (3) und am Basisteil (2) sowie die Übergangsradien zwischen den vorgenannten Implantatteilen nach der CAO-Optimierungsmethode (Computer Aided Optimization) optimiert und derart als Profil vorhanden sind,
 - b) die Implantatkonfiguration bei gegebenem Durchmesser D des Gewindeträgers (3) durch Radien R2 und R3 und die Höhen H1 und H2 der Stege N, die in Beziehung zu den Radien R1 im Übergangsbereich der Stege N zum Rahmen des Basisteiles (2) mit der Profilhöhe H3 stehen, bestimmt ist,
 - c) der Profilquerschnitt der Stege (N) im Bereich des Gewindeträgers (3) größer ist und sich in Richtung des Rahmens des Basisteiles (2) auf die Höhe H3 des Rahmenprofils verjüngt.

2. Dentalimplantat nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Gewindeträger (3) über mehrere Stege N mit dem Rahmen des Basisteiles (2) verbunden ist und diese Stege N_1 bis n mit Radien R1 am Profil des Rahmens des Basisteiles (2) angeschlossen sind.
3. Dentalimplantat nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Implantat (1) über Elastizitätszonen verfügt, die durch die Profilgeometrie in den Anschlussbereichen zwischen den Stegen N und dem Basisteil (2), den Stegen N und dem Gewindeträger (3), dem Gewinde (19) des Gewindeträgers (3) und einem anzuschließenden Abutment und im Schaft des Gewindeträgers (3) bestimmt werden.
4. Dentalimplantat nach Anspruch 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet**, dass Stege N gegeneinander unter einem Winkel von 120° versetzt sind.
5. Dentalimplantat nach Anspruch 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet**, dass mindestens ein Steg (5) der Stege (5; 6; 16) in Einschubrichtung des Implantates (1) in das Implantatbett angeordnet ist.
6. Dentalimplantat nach Anspruch 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet**, dass mindestens ein Stege (20) in der Längsachse des rechteckförmigen Außenrahmens (8) des Basisteiles (2) positioniert ist.
7. Dentalimplantat nach Anspruch 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet**, dass der sich an die Kreisringhälfte (7) anschließende rechteckförmige Außenrahmen (8) in einzelne Abschnitte (9; 10; 11), die durch Querstege (12; 13) voneinander getrennt sind, unterteilt ist und die Querstege (12; 13) mit Radien R1 am Profil des Außenrahmens (8) des Basisteiles (2) angeschlossen sind.
8. Dentalimplantat nach einem der Ansprüche 1 bis 7, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Gewindeträger (3) mit einer Einschnürung (18) versehen ist und die Dimensionierung der Einschnürung (18) in Abhängigkeit von der Ausbildung des Basisteiles (2) so gewählt ist, dass das Implantat (1) bei extrem hohen Kräften im Bereich der Einschnürung (18) bricht.

9. Dentalimplantat nach einem der Ansprüche 1 bis 8, **dadurch gekennzeichnet**, dass eine Elastizitätszone zwischen dem Gewinde (19) und einem Abutment durch die Auswahl eines geeigneten Abutmentmaterials geschaffen wird.
10. Dentalimplantat nach Anspruch 9, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Abutment ein Innengewinde und der Gewindeträger des Implantats ein Aussengewinde aufweist und das Abutment aus einem Kunststoff hergestellt ist.
11. Dentalimplantat nach Anspruch 1 bis 9, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Implantat in an sich bekannter Weise vorzugsweise aus Reintitan mit einer Zugfestigkeit von 250-450 Mpa besteht und der Härtegrad des einzusetzenden Implantatwerkstoffes in Abhängigkeit von den einzutragenden Kräften ausgewählt ist und die Implantatgeometrie, insbesondere die des Basisteiles (2) und des Steges , bestimmt.
12. Dentalimplantat nach Anspruch 1 bis 11 und 18 bis 20, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Basisteil (2) mit einer Führungsschräge (14) versehen ist,
13. Dentalimplantat nach Anspruch 1 bis 12, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Oberfläche des Basisteiles (2) und der basale Teil des Gewindeträgers (3), der von der Kompakta des Kieferknochens eingeschlossen wird, mit einer Oberflächenvergrößerung (17) versehen ist.
14. Dentalimplantat nach Anspruch 1 bis 13 und 18 bis 20, **dadurch gekennzeichnet**, dass der im Bereich der Mukose und des cretalen Knochenanteils liegende Teil des Gewindeträgers (3) eine glatte, polierte Oberfläche aufweist.
15. Dentalimplantat nach Anspruch 1 bis 9, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Stege N einen runden oder ovalen Profilquerschnitt besitzen.
16. Dentalimplantat nach einem der Ansprüche 1 bis 15, **dadurch gekennzeichnet**, dass bei Implantaten mit mehreren Basisteilen der

Gewindeträger und das crestale Basisteil eine polierte Oberfläche aufweisen, während das bzw. die basalen Basisteile und der die Basisteile verbindende Schaft mit einer, die Oberfläche vergrößernden Struktur versehen sind.

17. Dentalimplantat nach Anspruch 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet, dass** Stege (21; 22; 23, 24) kreuzartig und zueinander um 90° versetzt angeordnet sind und der Außenrahmen des Basisteiles (2) in zwei separate Abschnitte (25; 26) unterteilt ist, die jeweils in die freien Enden der Stege (21; 22; 23, 24) einmünden, wobei der Radius R4 des Außenrahmens (26) in etwa halb so groß ist wie die Breite des Außenrahmens (25) und zwischen den benachbarten Stegen (21; 22) und (23; 24) jeweils eine freie, äußere Aussparung vorhanden ist.
18. Dentalimplantat nach einem der Ansprüche 1 bis 17, **dadurch gekennzeichnet, dass** am Übergang zwischen dem Gewindeträger (3) und den Stegen N zwei Übergangsradien R2 und R3 vorgesehen sind.
19. Dentalimplantat nach einem der Ansprüche 1 bis 17, **dadurch gekennzeichnet, dass** am Übergang zwischen Gewindeträger (3) und den Stegen N ein Übergangsradius R5 vorhanden ist, wobei dieser Übergangsradius R5 einen Winkel von mehr als 90 Grad umspannt.
20. Dentalimplantat nach einem der Ansprüche 1 bis 19, **dadurch gekennzeichnet, dass** das Implantatmaterial eine Legierung aus Titan und Molybdän ist.

Fig. 1

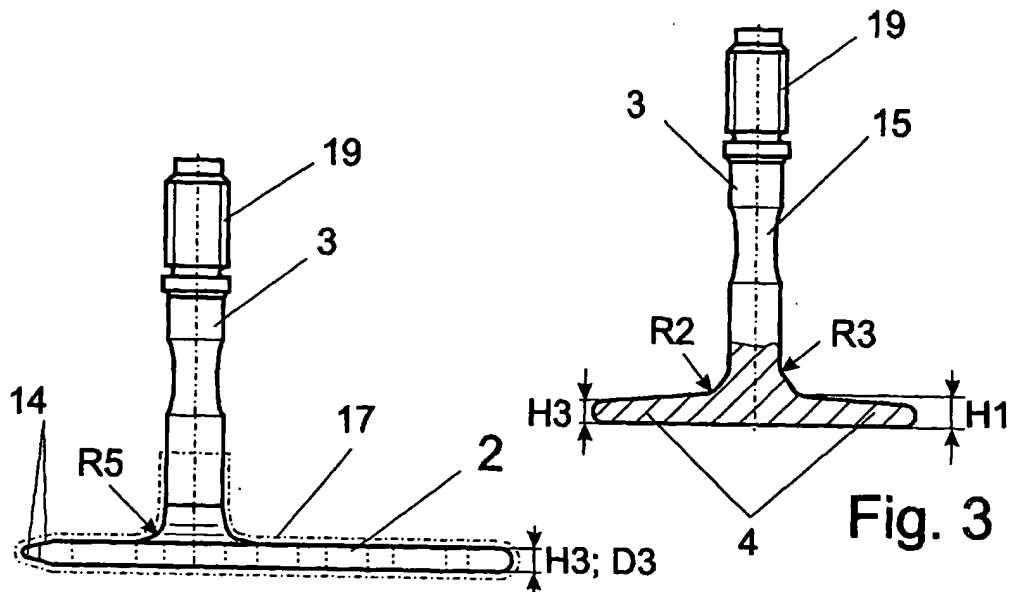
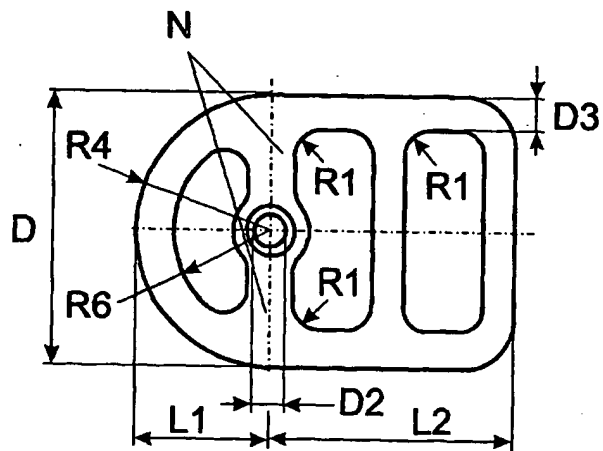


Fig. 2

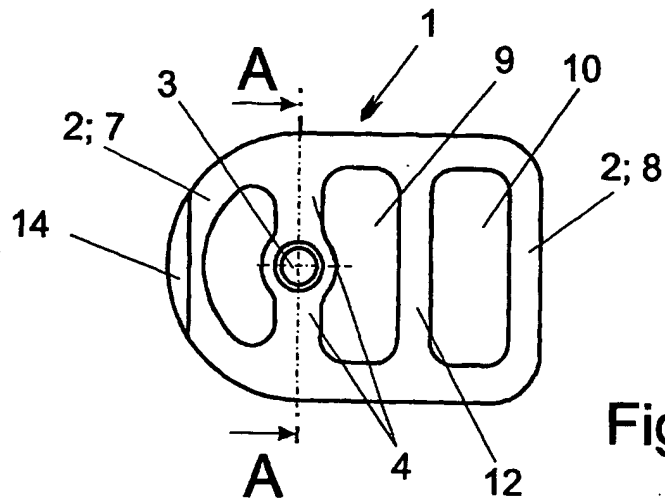


Fig. 4

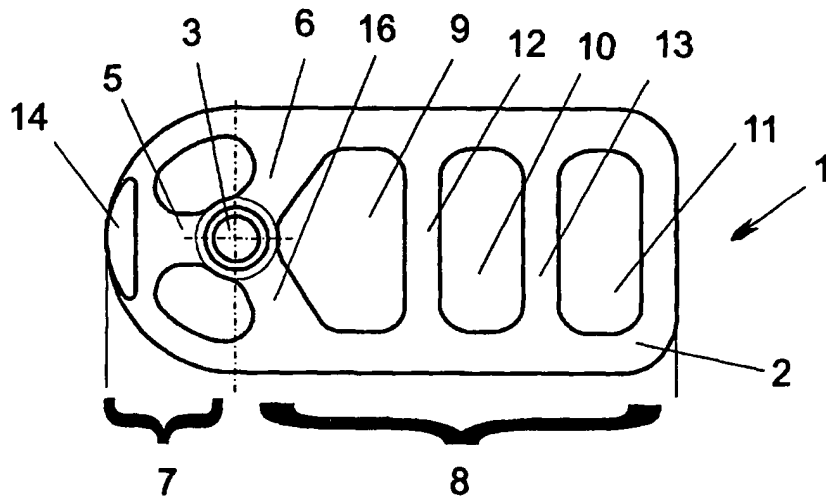


Fig. 5

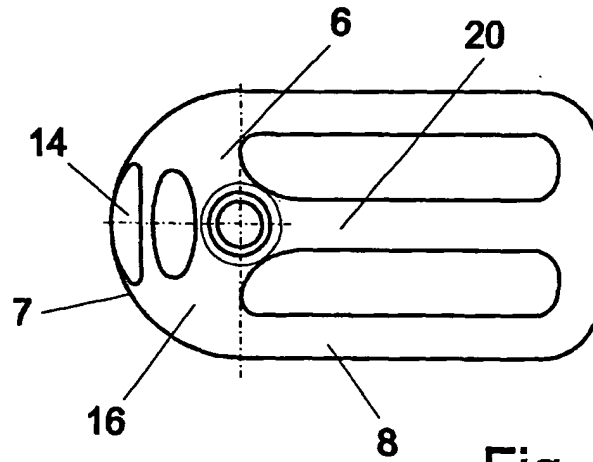


Fig. 6

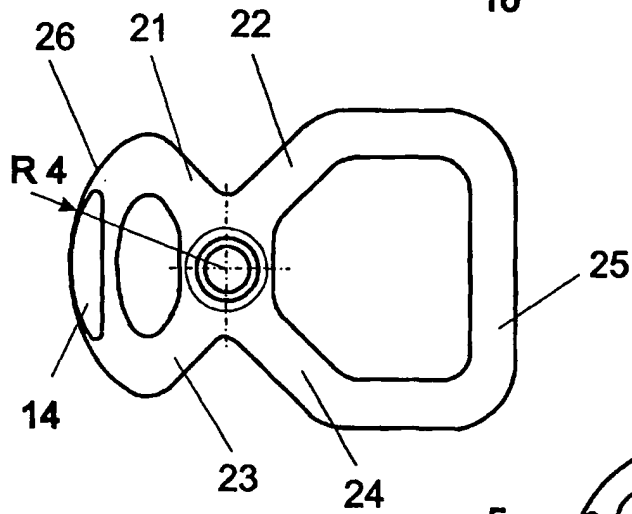


Fig. 7

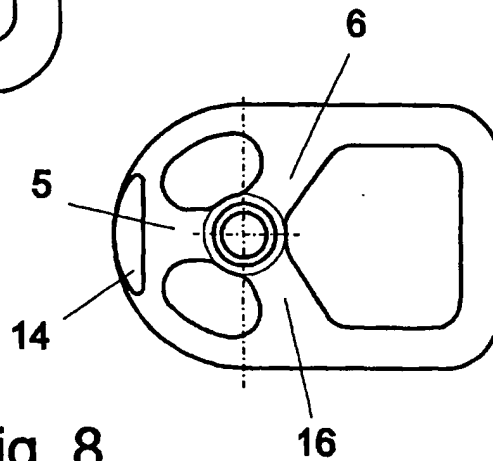


Fig. 8